

Application number: H03-321511  
Date of filing: November 11, 1991  
Publication number: H05-130989  
Date of publication of application: May 28, 1993  
Applicant: Hitachi Medical Corporation  
Inventor: Shinji Yamamoto, Yasushi Miyazaki, Shinichi Migita  
Title of the Invention: CT picture processing apparatus

---

[Scope of the Claim]

[Claim 1]

A CT picture processing apparatus for projecting a three-dimensional original picture information constituted by a plurality of two-dimensional slice images (CT images) of a tested body on a two-dimensional plane, comprising:

means for binarizing each of said two-dimensional slice images with a threshold value to obtain two-dimensional binarized images,

means for calculating the areas of closed fields, each of said closed fields having two-dimensional binarized images with an image element value of "1";

means for generating a mask pattern indicating images to be masked and images to be not masked by judging whether or not the area of each of said closed fields is greater than a predetermined threshold value;

means for setting each of the values of said two-dimensional slice images corresponding to said images to be masked at the value of "0" while passing said two-dimensional slice images corresponding to said images to be not masked therethrough in accordance with said mask pattern; and

means for performing MIP processing on each of said two-dimensional slice images thus processed to obtain two-dimensional projected picture.

[Claim 2]

A CT picture processing apparatus as set forth in claim 1, in which said means for performing MIP processing is operative to perform MIP processing on each of said two-dimensional slice images thus processed through the steps of detecting a maximum image element value from among a plurality of maximum image elements of said two-dimensional slice images taken along with a projection line, and setting said maximum image element thus detected as a maximum image element of said two-dimensional slice image on said projection line.

[Claim 3]

A CT picture processing apparatus as set forth in claim 1, in which said means for calculating the areas of closed fields is operative to calculate the area of each of said closed fields through the steps of shrinking said two-dimensional binarized images, labeling each of said closed fields having said shrunken two-dimensional binarized images with an image element value of "1", enlarging said shrunken two-dimensional binarized images, and calculate the area of each of said closed fields thus labeled.

[Brief Description of the Drawings]

FIG. 1 is a block diagram showing a preferred embodiment of a

three-dimensional processing apparatus according to the present invention.

FIG. 2 is a block diagram showing an overview of an X-ray CT picture apparatus according to the present invention.

FIG. 3 is a block diagram showing a preferred embodiment of a picture diagnosing apparatus according to the present invention.

FIG. 4 is a block diagram showing a conventional MIP system.

FIG. 5 is a diagram explaining a MIP processing in the case of MRI.

[Description of Notations]

- 21 Target field extracting apparatus
- 22 Projection conversion processing apparatus
- 23 Area processing apparatus

[Abstract]

**PURPOSE:** To exactly extract a target field such as a lung area, etc., by providing means for generating a mask pattern by judging whether or not the area of each of closed fields is greater than a predetermined threshold value, between means for obtain two-dimensional binarized images and means for performing an MIP processing.

**CONSTITUTION:** The closed fields of the mask pattern are labeled by an area processor 24 so as to calculate the area of each of the closed fields, and the mask pattern is prepared and stored in a mask image memory 25. Original picture information constituted by a plurality of two-dimensional CT images is successively inputted to an original image memory (22) of a target field extracting device 21, the original image stored in the original image memory (22) is binarized with a threshold value set by a threshold value processor 23, and a picture element equal to or larger than the threshold value is defined as '0' and the picture element smaller than the threshold value is defined as '1' and they are outputted. A mask processor 26 ORs this mask pattern and the original image and only the picture element whose mask pattern is '1' is outputted. This masked original image is stored in an image memory 27. Thus, the CT value information of a three-dimensional target area is stored in the image memory 27 of a projection transformation processor 22.

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-130989

(43)Date of publication of application : **28.05.1993**

(51)Int.Cl.

**A61B 6/03**  
**G06F 15/62**

(21)Application number : 03-321511

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 11.11.1991

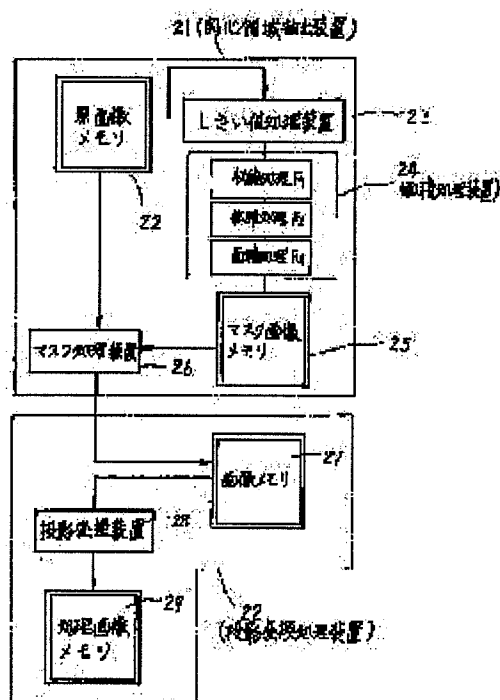
(72)Inventor : YAMAMOTO SHINJI  
MIYAZAKI YASUSHI  
UDA SHINICHI

**(54) PROCESSOR FOR CT IMAGE**

**(57)Abstract:**

**PURPOSE:** To exactly extract a concerned area such as a lung area, etc., by providing means to obtain a mask pattern divided into the areas of closed areas between means to obtain two-dimensional binary images and means to execute an MIP processing.

CONSTITUTION: The closed areas of the mask pattern is labeled by an area processor 24 so as to calculate the areas of the respective areas, and the mask pattern is prepared and stored in a mask image memory 25. Images reconstituted for each two-dimensional CT image are successively inputted to an original image memory 22 of a concerned area extracting device 21, an original image stored in the original image memory 22 is binarized with a threshold value set by a threshold value processor 23, and a picture element equal to or larger than the threshold value is defined as '0' and the picture element smaller than the threshold value is defined as '1' and they are outputted. A mask processor 26 ORs this mask pattern and the original image and only the picture element whose mask pattern is '1' is outputted. This masked original image is stored in an image memory 27. Thus, the CT value information of a three-dimensional concerned area is stored in the image memory 27 of a projection transformation processor 22.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-130989

(43)公開日 平成5年(1993)5月28日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 6/03

G 0 6 F 15/62

識別記号

3 6 0 Q 8826-4C

3 9 0 B 9287-5L

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数3(全 7 頁)

(21)出願番号 特願平3-321511

(22)出願日 平成3年(1991)11月11日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メデイコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 山本 真司

愛知県岡崎市三崎町6番-5

(72)発明者 宮崎 靖

千葉県柏市新十倉2番1号 株式会社日

立メデイコ技術研究所内

(72)発明者 右田 晋一

千葉県柏市新十倉2番1号 株式会社日

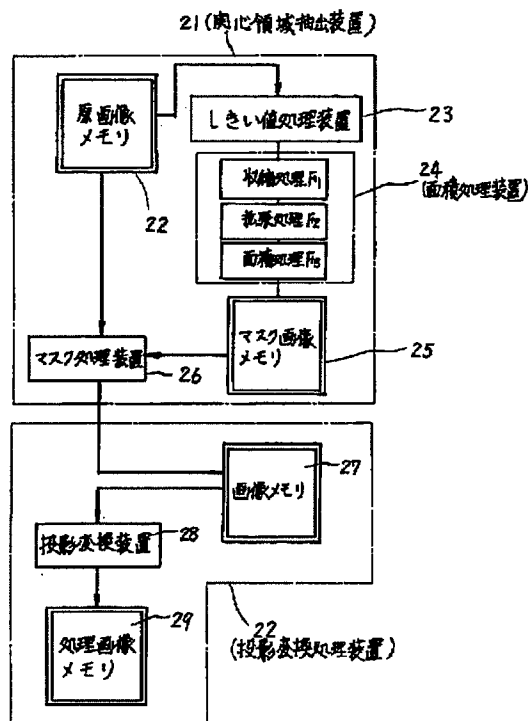
立メデイコ技術研究所内

(54)【発明の名称】 CT画像の処理装置

(57)【要約】

【目的】肺等の複数のCT画像(2次元画像)からMIP処理により2次元投影して1つの2次元画像を得る際に、内臓の各種臓器等の軟部組織を除去して、気管支及び肺癌等のみを正確に抽出したい。そのための処理を実現したい。

【構成】MIP処理では、CT画像を2値化して2次元2値化画像を得、これをマスクパターンとし、このマスクパターンから2値化前のCT画像のマスク処理を行い、マスク処理したCT画像を得、かくして得た複数のマスク処理したCT画像にMIP本来の処理を施して、2次元画像を得る。本発明では、2次元2値化画像をそのままマスクパターンとするのではなく、2次元2値化画像中の画素値1を持つ閉領域を、その面積の大小に応じて、画素値0に変更させ、この変更後の2値化画像をマスクパターンとした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体の再構成された複数の2次元断層原画像（C T画像）からなる3次元原画像情報を、2次元平面に投影して出力するC T画像の処理装置において、上記各2次元原画像毎に、しきい値処理を行って各2次元2値化画像を得る手段と、各2次元2値化画像毎に、画素値1を持つ閉領域毎に面積を求める手段と、各2次元2値化画像毎に、この面積の大小によりマスクすべき画素とマスクすべきでない画素とに区分したマスクパターンを生成する手段と、各2次元原画像毎に、このマスクパターンに従ってマスクすべき画素位置の原画像画素は画素値0とし、マスクすべきでない画素位置の原画像画素はそのまま残すマスク処理手段と、このマスク処理された各2次元原画像にM I P処理を施し2次元投影像を得る手段とより成るC T画像の処理装置。

【請求項2】上記M I P処理では、投影線上の複数の画素の中で最大の画素値を求め、かくして得た投影線毎の最大の画素値を、その投影線上の2次元投影画像の画素値として設定してなる請求項1のC T画像の処理装置。

【請求項3】上記面積を求める手段にあつては、2次元2値化画像を収縮処理して画素値1を持つ閉領域のラベル付けをその収縮処理した画像に対して行い、該ラベル付け後に2値化画像を拡張処理し、この拡張処理で得た画像に対し、上記ラベル付けした閉領域毎に面積を求めることとした請求項1又は2のC T画像の処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検体の断層像を得るC T装置において、複数の断層像を効率的に観察するためのC T画像の処理装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】現在のX線C T装置など画像診断用機器の場合、画像の観察はC R T又はフィルムで行う。C R T上での観察方法は各スライス画像を順次表示するか、縮小または一部のスライス画像を複数枚同時に表示する。また、特別な方法として膨大な演算時間を掛けて3次元画像を再構成し、トラックボールやマウスなどで視点を変え任意の方向から観察できるようにしたものである。フィルムで観察する場合はシャウカステンに掛け観察する。

【0003】ところで撮影は、例えば、200mmの範囲を観察する場合には一般的に5～10mmスライス厚の画像を5～10mm間隔で20～40枚投影する。医師は20～40枚の画像すべてを読影し診断を下すことになる。1日に同様の患者を10人撮影した場合、1日に読影する画像の枚数は、200～400枚にものぼる。さらに、今後X線C T装置を利用した集団検診システムなどが実施された場合には被検体の数は数100人規模となりスクリーニングに要する時間は膨大なものになる。特に、肺癌に関してはX線C Tの有効性が注目さ

れているが、X線C Tによる肺癌集検システムを実現する上でこの問題は重要である。

【0004】この問題の解決策として3次元画像診断の可能性が検討されている。ところが、従来の3次元画像は3次元情報から2次元画像情報に変換するレンダリング処理（この処理のため2.5次元画像と呼ぶべきかもしれない）など処理が複数で多くの演算時間を要する。また、表示対称はC T値が明らかで単純なしきい値処理で抽出できる骨、皮膚などに限られ、しかも抽出した表示対称は2値画像であるから3次元画像にC T値は反映されず、形状診断しかできない。そのため現実的に外科手術のシミュレーションなどに用いられる程度でルーチン的に使用するには至らず、スルーブットの面でも不適當であった。

【0005】一方、M R Iでは血管像の表示に比較的処理が単純な3次元再構成法としてM I P（Maximum Intensity Projection）を用いることが試みられている。M I Pは3次元画像情報を2次元平面に投影する方法の1つで図5に示したように投影線上の最大画素値を投影する方法で短時間で3次元再構成画像が得られ、複数枚の画像情報は1枚の画像に圧縮され1度に観察が可能になる。即ち、図5で複数（n個）のスライス画像をもって3次元画像を構成している場合、着目した画素位置への視点を設定し、この視点位置に存在する複数のn個のスライス画像中の画素P<sub>1</sub>、P<sub>2</sub>、…、P<sub>n</sub>を取り出す。この画素P<sub>1</sub>、P<sub>2</sub>、…、P<sub>n</sub>の中で最大濃度（階調）の画素を選択する。これらの画素選択を、関心領域のすべてのわたって行い、かくして得た1枚の画像が投影2次元画像となり、これを表示面上に表示すれば、2次元画像の観察が可能になる。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】M R Iの場合は、血管を含む3次元画像において血管のみを抽出した2次元画像を得るのに、上記M I P法が便利な手法である。背景に対し、血管の画素濃度が大きいためによる。このM I PをX線C T装置の胸部画像にも応用することが試みられている。X線C Tの場合、画素値はC T値と呼ばれる吸収係数に対応する値であり、気管支など肺野領域は約-800～-400、肺癌の病巣部が約-500～0、それ以外の肝臓、心臓など軟部組織は約-100～+100の値を示す。従ってM I P処理を施した場合、軟部組織の値の方が大きいため肺癌などが存在する部位たる気管支が投影されにくくなる。そこでしきい値を用いてマスク処理を施して吸収値の高い軟部組織を除外し、気管支等の関心領域のみを抽出する。例えば、処理装置は図4に示したように関心領域抽出装置1と投影変換処理装置2からなる。関心領域抽出装置1は原画像メモリ3、しきい値処理装置4、マスク画像メモリ6、マスク処理装置5などで構成される。投影変換処理装置2は画像メモリ8と投影変換装置7、処理画像メモリ9などで

構成される。しきい値処理装置4は設定されているしきい値で原画像メモリ3に入っている原画像Aを2値化して2値化画像Bを得、これをマスク画像メモリ6に蓄える。この2値化画像Bは関心領域に対応する画素（この例では病巣と気管支など肺野領域）が1であり、その他の軟部組織等は0となっているパターンで、マスク処理装置5はこのマスクパターンBと原画像Aの論理和を取り、マスクパターンが1となっている画素のみを出力する。マスク処理結果たるマスク処理画像Cは投影変換処理装置2の画像メモリ8に入力され投影変換装置7で投影変換され、所望の3次元画像が処理画像メモリ9に得られる。ところが、軟部組織と癌組織のCT値の分布範囲が重なるためかじんの病巣も一緒に削除されてしまったり、軟部組織が完全に除去できなくなる。更に、軟部組織がスライスに一部分含まれたパーシャルボリューム(Partial Volume)の場合には本来のCT値よりも低い値を示す。実験によると、肝臓や心臓などがパーシャルボリュームとして計測されると約-500程度の値を持つ場合もあり、気管支との分離が困難になる。つまり、マスクパターン上の癌組織に対応する画素が0となったり、観察の妨げになる軟部組織領域の一部が1になったりする。

【0007】本発明の目的は、肺野領域等の関心領域を正確に抽出可能にするCT画像の処理装置を提供するにある。

#### 【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の処理装置は、各2次元原画像毎に、しきい値処理を行って各2次元2値化画像を得る手段と、各2次元2値化画像毎に、画素値1を持つ閉領域毎に面積を求める手段と、各2次元2値化画素毎にこの面積の大小によりマスクすべき画素とマスクすべきでない画素とに区分したマスクパターンを生成する手段と、各2次元原画像毎に、このマスクパターンに従ってマスクすべき画素位置の原画像画素は画素値0とし、マスクすべきでない画素位置の原画像画素はそのまま残すマスク処理手段と、このマスク処理された各2次元原画像にMIP処理を施し2次元投影画像を得る手段とより成る（請求項1）。

【0009】更に本発明の処理装置でのMIP処理では、投影線上の複数の画素の中で最大の画素値を求め、かくして得た投影線毎の最大の画素値を、その投影線上の2次元投影画像の画素値として設定してなる処理とした（請求項2）。

【0010】更に本発明の処理装置での面積を求める手段にあっては、2次元2値化画像を収縮処理して画素値1を持つ閉領域のラベル付けをその収縮処理した画像に対して行い、該ラベル付け後に2値化画像を拡張処理し、この拡張処理で得た画像に対し、上記ラベル付けした閉領域毎に面積を求めることとした（請求項3）。

#### 【0011】

【作用】本発明によれば、2次元2値化画像を得る手段とMIP処理を行う手段との間に、閉領域の面積で区分したマスクパターンを得る手段を設けたが故に、余分な軟部組織をも投影画像上に残しておくようなことをなくせる。（請求項1〜3）。

【0012】更に本発明によれば、MIP処理では最大値を求めることとし（請求項2）、面積を求める処理にあっては収縮処理と拡張処理とを行うことによって閉領域の正しい区分化を達成する（請求項3）。

#### 【0013】

【実施例】図2は一般的なX線CT装置の構成図で、X線管、X線検出器、計測回路などからなるガントリー10、患者を搬送する患者テーブル11、X線管に高電圧を供給する高電圧発生装置12、および画像診断装置13からなる。図3には、画像診断装置13の実施例図を示す。この画像診断装置13は、磁気ディスク14、主メモリ15、画像再構成処理装置16、高速演算器17、簡易3次元処理装置18、表示部19、及びこれらを接続する高速内部バス20より成る。簡易3次元処理装置18は関心領域抽出処理装置21、投影変換処理装置22より成る。

【0014】以上の構成で、磁気ディスク14は、原画像A等の各種のデータを格納しておくものであり、抽出処理時には、主メモリ15へバス20を介して転送される。また主メモリ15には、計測した投影データを一時的に格納し、画像再構成処理装置16が、この計測した投影データを処理してスライス面での断層像を得るものであり、この結果が原画像Aとなり、磁気ディスク14へ格納することになる。高速演算器17は、一般のCPUでは処理速度が遅くなる処理（対数処理、三角関数処理、その他画像処理等）を、高速処理するために設けている。簡易3次元処理装置18は、前記したMIP処理用であり、特に本発明の特徴部分であり、その詳細構成を図1に示してある。表示部19は、各種の画像表示用に使う。

【0015】さて、以上の構成である患者の胸部400mmの範囲を撮影する場合を考える。スキャンは、撮影中にテーブル11を移動しながら計測し高速に広範囲の撮影可能なスパイラルスキャンとする。スパイラルスキャン（特開昭62-87137号、特開昭62-139630号）を実施するにはスリッピング等を用いて静止系から回転系へ電力を供給したり、信号の受渡しが必要なことは言うまでもない。スパイラルスキャンではスライス位置の投影データは補間によって求めれば任意位置のスライス画像が得られる。ここで5mm間隔でスライス画像を求めようとすると、画像再構成処理装置16では補間処理によって指定位置の投影データが求められ、公知のフィルタ補正逆投影法(Filtered Back Projection Method)などによって再構成された画像は磁気ディスク14および表示部19に順次転送される。最終的に

約80枚の画像が得られ磁気ディスク14内に格納される。このように通常の使用方法では撮影中であっても画像が再構成されしだい順次表示部19に断層像が表示される。

【0016】ここで、撮影前に本実施例の特徴である簡易3Dモードを選択しておくで画面上にはMIP処理された画像が表示される。次に簡易3D処理について説明する。簡易3D処理装置18は関心領域抽出装置21と投影変換処理装置22からなりその詳細構成を図1に示す。本実施例の関心領域抽出装置21は原画像メモリ22、しきい値処理装置23、面積処理装置24、マスク画像メモリ25、マスク処理装置26で構成される。投影変換処理装置22は画像メモリ27と投影変換装置28、処理画像メモリ29で構成される。これらの構成は面積処理装置24を付加した点が異なるものであり、その他の構成は図4と同じである。但し記号は異ならせてある。関心領域抽出装置21は、2次元CT画像（2次元原画像）毎に以下の内部動作を行う。先ず再構成された画像は順次関心領域抽出装置21の原画像メモリ22に入力される。しきい値処理装置23は設定されているしきい値-100で原画像メモリ22に入っている原画像を2値化し、しきい値以上の画素を0、未満の画素を1として出力する。マスク処理装置26はこのマスクパターン（2値画像）と原画像の論理和を取り、マスクパターンが1となっている画素のみを出力するから、マスクパターンでは軟部組織は0となっていなければならない。ところが、前述のように-800~-100の値を有する軟部組織はマスクパターンに1の画素として残ってしまう。そこで、本実施例における面積処理装置24ではマスクパターンの閉領域（連結した画素値の集まり）をラベル付けし、各閉領域の面積を求める。

【0017】本実施例では異なる組織領域が同じ閉領域となるのを抑制するために、あらかじめラベル付け前に収縮処理（細め処理とも言う）F<sub>1</sub>を施す。ラベル付け後には収縮処理F<sub>1</sub>によって小さくなった分だけ拡張処理（太め処理とも言う）F<sub>2</sub>によりもとの大きさに戻す。この段階での画素値はその画素が属する閉領域のラベル（番号）で区別しておく。例えば、気管支をL1、肺癌部をL2…の如くラベルわけされる。同じラベル番号を有する画素をカウントして対応する各閉領域の面積が画素数の単位で求められる。（面積処理F<sub>3</sub>）。実験によると軟部組織領域は気管支や患部に比べ面積が大きく例えば100画素以上は軟部組織であるというように面積値によるしきい値処理で分離することが出来る。即ち、面積処理F<sub>3</sub>ではしきい値面積より大きな閉領域の画素値を0、小さい閉領域の画素値を1とすることでマスクパターンを作成しマスク画像メモリ25に格納する。これによってマスクパターンは軟部組織相当位置の2値化画素値は0となつてほぼ完全にマスク可能になり、投影変換処理に好都合なマスクパターン画像が得

られる。

【0018】次に、マスク処理装置26では、マスクパターン画像と、その元となった2次元原画像（原画像メモリ22内にあったもの）との間でマスク処理をする。このマスク処理とは、2次元原画像の画素位置とマスクパターン画像の画素位置とは互に対応しているために、この互いの対応画素位置にあつては、マスクパターン上の画素値が0であれば対応する原画像の画素は強制的に0とし、マスクパターン上の画素値が1であれば対応する原画像の画素値はそのまま残しておく処理を云う。かくして、このマスク処理によって、マスクパターン上での0を示す画素位置に対応する原画像の画素はマスクされたことになり、投影変換処理に好都合な原画像となる。これを画像メモリ27に格納する。

【0019】これら関心領域抽出処理を全2次元原画像（スライス画像）に対して施すと、投影変換処理装置22の画像メモリ27には3次元関心領域のCT値情報が蓄えられる。投影変換装置28はMIP処理を実行し、投影線をスライスと垂直に選び処理を単純化している。すなわち、n枚のマスク処理画像I<sub>1</sub>(i, j)~I<sub>n</sub>(i, j)とすれば、処理画像メモリ29に出力される簡易3D画像P(i, j)は

【数1】 $P(i, j) = \text{MAX}(I_1(i, j), I_2(i, j), \dots, I_n(i, j))$ となる。ここで、MAXとは、n枚の画像中の画素位置毎の最大画素値を抽出して得た値を意味する。

【0020】以上の実施例ではしきい値を1つだけ実施していたが、X線CT装置の場合、背景である空気は約-1000を示しマスク処理画像に残ってしまうため、簡易3D画像上にもノイズとして残る。そこで、実施例2ではしきい値を2つ設定し、 $T_1 \leq \text{CT値} \leq T_2$ の画素を1とする2値化画像をしきい値処理装置23で出力することとした。それ以降の処理は変わらない。T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>は例えば-800と0といった値である。また、本実施例は最大値を求める例としたが、抽出目的によっては、最小値抽出やM個の画素の平均値といった統計処理量の抽出にも適用できる。また、MRI画像等のX線CT像以外のCT像に適用できる。

【0021】

【発明の効果】本発明によれば、X線CT像等における原画像からのMIP処理に際し、関心領域のみを正確に抽出可能になった。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の簡易3次元処理装置の実施例図である。

【図2】本発明のX線CT装置の全体構成図である。

【図3】本発明の画像診断装置の実施例図である。

【図4】従来のMRIでのMIP処理システムの構成図である。

【図5】MRIでのMIP処理の説明図である。



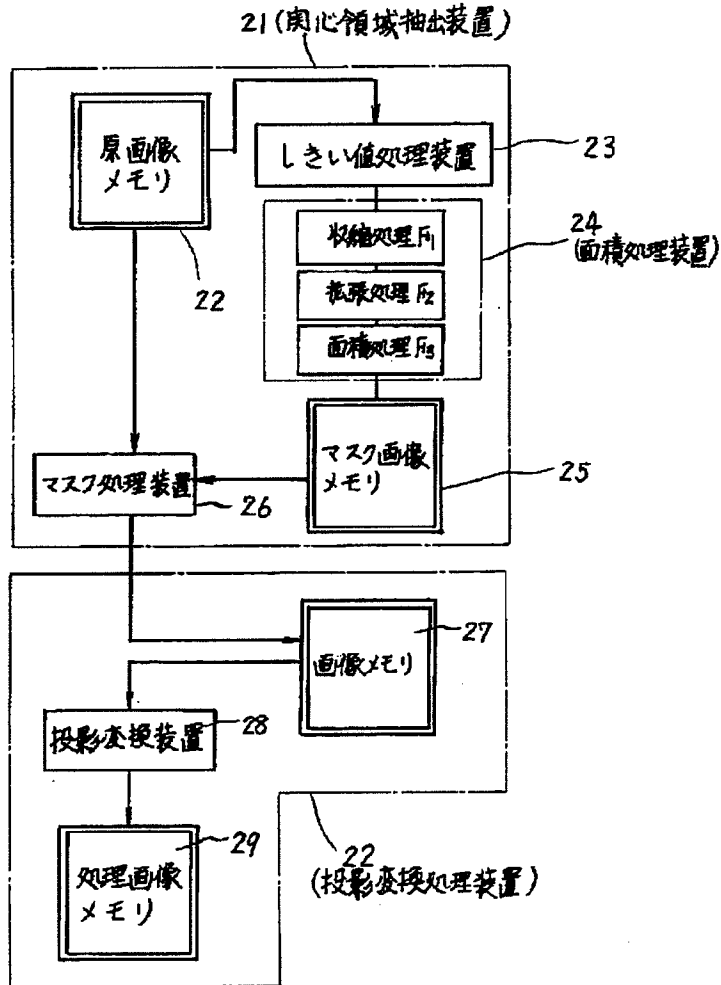
## 【符号の説明】

21 関心領域抽出装置

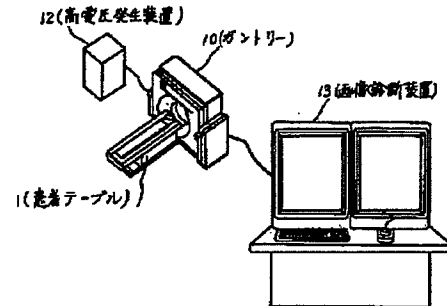
22 投影変換処理装置

24 面積処理装置

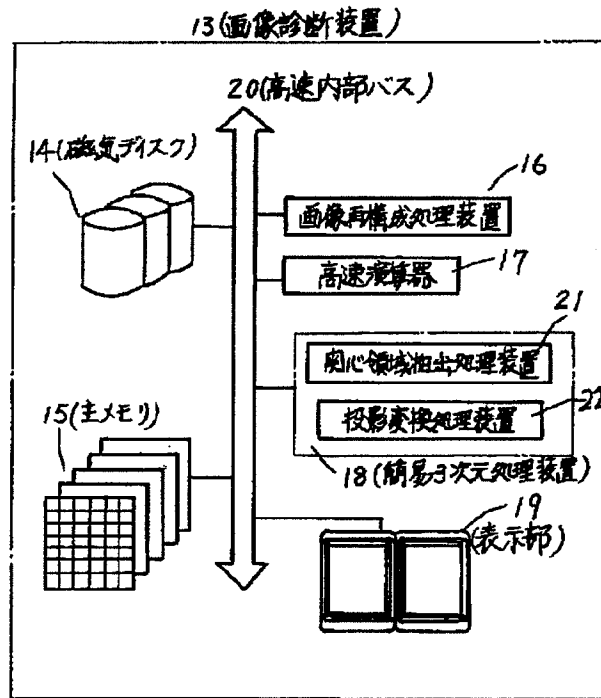
【図1】



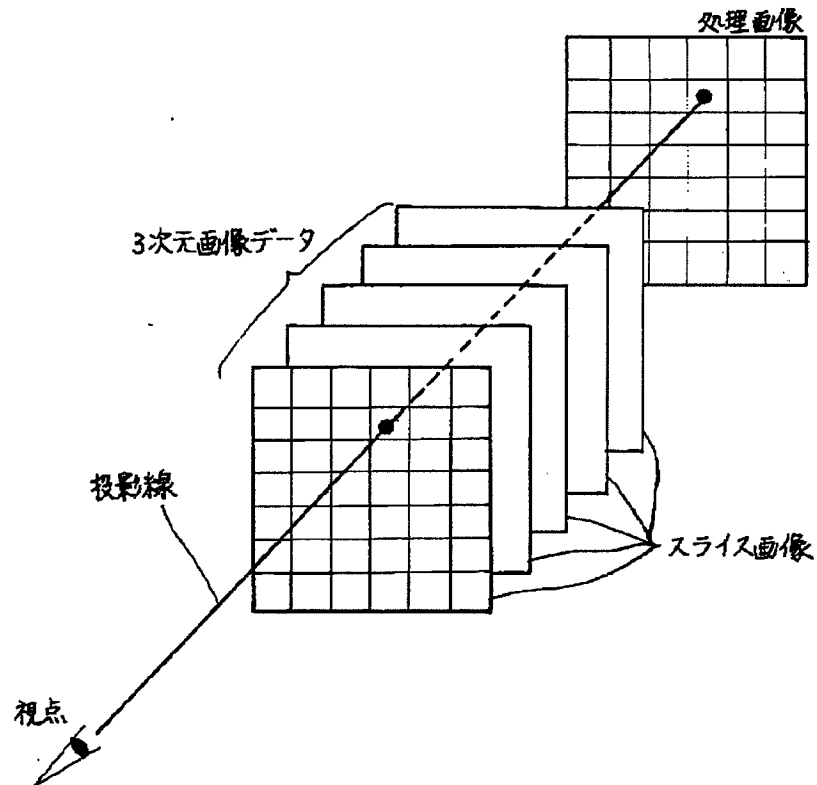
【図2】



【図3】



【図5】



【図4】

